

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-30053

(P2012-30053A)

(43) 公開日 平成24年2月16日(2012.2.16)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/00 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/00テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号	特願2011-131418 (P2011-131418)	(71) 出願人	000003078
(22) 出願日	平成23年6月13日 (2011. 6. 13)		株式会社東芝
(31) 優先権主張番号	特願2010-150073 (P2010-150073)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(32) 優先日	平成22年6月30日 (2010. 6. 30)	(71) 出願人	594164542
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		東芝メディカルシステムズ株式会社
			栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100089118
			弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	神山 直久
			栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
			メディカルシステムズ株式会社内
		Fターム(参考)	4C601 JB35 JB41 JC20 JC37 KK31

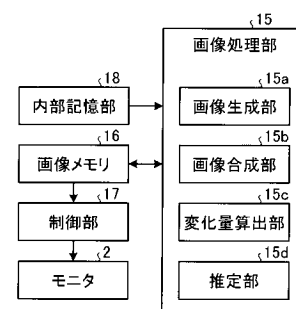
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、画像処理装置および画像処理方法

(57) 【要約】

【課題】超音波プローブの移動状況を容易に判別すること。

【解決手段】実施例の超音波診断装置は、変化量算出部15c、推定部15dおよび制御部17を備える。変化量算出部15cは、超音波プローブ1が送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って生成された複数の超音波画像間（複数の生データ間、または、複数の表示用超音波画像間）で、複数の局所領域（ROI）それぞれのパターンの変化量を算出する。推定部15dは、変化量算出部15cにより算出された複数の局所領域（ROI）それぞれのパターンの変化量に基づいて、各超音波画像における走査断面の回転軸の位置を推定する。そして、制御部17は、推定部15dにより推定された回転軸を各超音波画像に重畳してモニタ2に表示するように制御する。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波プローブが送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って生成された複数の超音波画像間で、複数の局所領域それぞれのパターンの変化量を算出する変化量算出部と、

前記変化量算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれのパターンの変化量に基づいて、各超音波画像における走査断面の回転軸の位置を推定する推定部と、

前記推定部により推定された前記回転軸を各超音波画像に重畳して所定の表示部に表示するように制御する表示制御部と、

を備える超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記複数の局所領域それぞれは、前記超音波画像における縦方向に沿って設定される、請求項 1 の記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記推定部は、前記複数の局所領域それぞれのパターンの変化量を各局所領域の超音波画像内の位置に応じてプロットしたグラフを生成し、当該生成したグラフに基づいて、前記回転軸の位置を推定し、

前記表示制御部は、さらに、前記推定部が生成した前記グラフを前記所定の表示部に表示するように制御する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記推定部は、前記回転軸の位置を推定するために用いたパターンの変化量が所定の閾値より大きい場合、前記回転軸の位置が推定不可であると判定し、

前記表示制御部は、前記推定部の推定結果が推定不可である場合、前記回転軸を非表示とするように制御する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 5】

前記推定部は、前記グラフにおける複数の局所領域それぞれのパターンの変化量の変化率に基づいて、前記走査断面が回転されている速さを推定し、

前記表示制御部は、さらに、前記推定部が推定した前記走査断面が回転されている速さを前記所定の表示部に表示するように制御する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記変化量算出部は、前記パターンの変化量として相互相関係数を算出する、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

超音波プローブが送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って生成された複数の超音波画像間で、複数の局所領域それぞれのパターンの変化量を算出する変化量算出部と、

前記変化量算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれのパターンの変化量に基づいて、各超音波画像における走査断面の回転軸の位置を推定する推定部と、

前記推定部により推定された前記回転軸を各超音波画像に重畳して所定の表示部に表示するように制御する表示制御部と、

を備える画像処理装置。

40

【請求項 8】

前記複数の局所領域それぞれは、前記超音波画像における縦方向に沿って設定される、請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 9】

前記推定部は、前記複数の局所領域それぞれのパターンの変化量を各局所領域の超音波画像内の位置に応じてプロットしたグラフを生成し、当該生成したグラフに基づいて、前記回転軸の位置を推定し、

前記表示制御部は、さらに、前記推定部が生成した前記グラフを前記所定の表示部に表示するように制御する、請求項 7 に記載の画像処理装置。

50

【請求項 10】

前記推定部は、前記回転軸の位置を推定するために用いたパターンの変化量が所定の閾値より大きい場合、前記回転軸の位置が推定不可であると判定し、

前記表示制御部は、前記推定部の推定結果が推定不可である場合、前記回転軸を非表示とするように制御する、請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 11】

前記推定部は、前記グラフにおける複数の局所領域それぞれのパターンの変化量の変化率に基づいて、前記走査断面が回転されている速さを推定し、

前記表示制御部は、さらに、前記推定部が推定した前記走査断面が回転されている速さを前記所定の表示部に表示するように制御する、請求項 9 に記載の画像処理装置。

10

【請求項 12】

前記変化量算出部は、前記パターンの変化量として相互相関係数を算出する、請求項 7 に記載の画像処理装置。

【請求項 13】

変化量算出部が、超音波プローブが送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って生成された複数の超音波画像間で、複数の局所領域それぞれのパターンの変化量を算出し、

推定部が、前記変化量算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれのパターンの変化量に基づいて、各超音波画像における走査断面の回転軸の位置を推定し、

表示制御部が、前記推定部により推定された前記回転軸を各超音波画像に重畳して所定の表示部に表示するように制御する、

20

ことを含む画像処理方法。

【請求項 14】

前記複数の局所領域それぞれは、前記超音波画像における縦方向に沿って設定される、請求項 13 に記載の画像処理方法。

【請求項 15】

前記推定部は、前記複数の局所領域それぞれのパターンの変化量を各局所領域の超音波画像内の位置に応じてプロットしたグラフを生成し、当該生成したグラフに基づいて、前記回転軸の位置を推定し、

前記表示制御部は、さらに、前記推定部が生成した前記グラフを前記所定の表示部に表示するように制御する、請求項 13 に記載の画像処理方法。

30

【請求項 16】

前記推定部は、前記回転軸の位置を推定するために用いたパターンの変化量が所定の閾値より大きい場合、前記回転軸の位置が推定不可であると判定し、

前記表示制御部は、前記推定部の推定結果が推定不可である場合、前記回転軸を非表示とするように制御する、請求項 13 の記載の画像処理方法。

【請求項 17】

前記推定部は、前記グラフにおける複数の局所領域それぞれのパターンの変化量の変化率に基づいて、前記走査断面が回転されている速さを推定し、

前記表示制御部は、さらに、前記推定部が推定した前記走査断面が回転されている速さを前記所定の表示部に表示するように制御する、請求項 15 に記載の画像処理方法。

40

【請求項 18】

前記変化量算出部は、前記パターンの変化量として相互相関係数を算出する、請求項 13 に記載の画像処理方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明の実施の形態は、超音波診断装置、画像処理装置および画像処理方法に関する。

【背景技術】**【0002】**

50

従来、超音波診断装置は、簡便な操作性、被曝のおそれがない非侵襲性、装置規模の小ささなどの様々な利点を備えた医用画像診断装置として、今日の医療において重要な役割を果たしている。

【0003】

すなわち、超音波診断装置は、超音波プローブを体表から当てるだけの簡便な操作により、例えば、心臓の拍動や胎児の動きといった検査対象の動きの様子をリアルタイムで表示することができる。また、超音波診断装置は、非侵襲性であることから安全性が高く、繰り返して検査を行なうことができる。また、超音波診断装置は、X線診断装置、X線CT (Computed Tomography) 装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置などの他の医用画像診断装置に比べ装置規模が小さく、ベッドサイドへ移動しての検査も容易に行なうことができる。また、被曝のおそれがない超音波診断装置には、片手で持ち運べる程度に小型化された装置も開発されており、かかる超音波診断装置は、産科や在宅医療などの医療現場においても容易に使用することができる。

10

【0004】

超音波診断装置のリアルタイム性を利用した診断法としては、例えば、以下のような手技が行われる。断層像である超音波画像に腫瘍性病変が見つかった場合、操作者は、超音波プローブを回転 (例えば、90度回転) させて、腫瘍性病変を異なる断面で観察したり、腫瘍性病変のサイズを計測したりする。かかる観察により、操作者は、腫瘍の形状が円形であるか楕円形であるかといった判定を行なうことができる。また、多くの血管の断面は、円形である。したがって、一つの超音波画像上で円形として見える部位も、例えば、超音波プローブを90度回転させた状態で生成された超音波画像を参照することで、操作者は、かかる部位が管状であることを確認することができる。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2000-132664号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、上記した操作者の手技をとまなう観察は、リアルタイムで行われるため、診断用の超音波画像は、超音波プローブの回転中も含めた動画像として記録されることが多い。しかしながら2次元の断層像においては、下記のような不便さを伴うことがある。

30

【0007】

すなわち、超音波プローブを回転する場合、超音波の走査面は、時系列に沿って変化するために、超音波画像を参照しても、超音波プローブをどのように動かしているのか判別することが困難となる。例えば、超音波画像を参照しても、読影者は、超音波プローブを回転移動させた場合と、超音波プローブを回転させずに垂直方向に移動させた場合とでは共に走査面が変化するために、両者の違いを区別することが困難である。特に、記録された動画像を事後に閲覧する場合や、操作者以外の人間が動画像を参照して読影する場合、超音波画像だけから超音波プローブの移動状況を判断することは、困難である。一方、超音波プローブを断層面に沿って平行移動させた場合は、動画像上では、超音波画像内のパターンが保持されたまま右か左かへ移動するので、読影者は、超音波プローブの移動状況を容易に判断できる。

40

【課題を解決するための手段】

【0008】

実施の形態の超音波診断装置は、変化量算出部と、推定部と、表示制御部とを備える。変化量算出部は、超音波プローブが送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って生成された複数の超音波画像間で、複数の局所領域それぞれのパターンの変化量を算出する。推定部は、前記変化量算出部により算出された前記複数の局所領域それぞれのパターンの変化量に基づいて、各超音波画像における走査断面の回転軸の位置を推定する。表示制

50

御部は、前記推定部により推定された前記回転軸を各超音波画像に重畳して所定の表示部に表示するように制御する。

【図面の簡単な説明】

【0009】

【図1】図1は、実施例1に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。

【図2】図2は、実施例1に係る画像処理部の構成を説明するための図である。

【図3】図3は、局所領域の一例を説明するための図である。

【図4A】図4Aは、実施例1に係る推定部の処理の一例を説明するための図(1)である。

【図4B】図4Bは、実施例1に係る推定部の処理の一例を説明するための図(2)である。

【図5A】図5Aは、実施例1に係る推定部の推定結果に基づいて表示される画像の一例を説明するための図(1)である。

【図5B】図5Bは、実施例1に係る推定部の推定結果に基づいて表示される画像の一例を説明するための図(2)である。

【図6】図6は、実施例1に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【図7】図7は、実施例2に係る推定部の処理の一例を説明するための図である。

【図8】図8は、実施例2に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、添付図面を参照して、超音波診断装置の実施例を詳細に説明する。

【実施例1】

【0011】

まず、実施例1に係る超音波診断装置の構成について説明する。図1は、実施例1に係る超音波診断装置の構成を説明するための図である。図1に示すように、実施例1に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、モニタ2と、入力装置3と、装置本体10とから構成される。

【0012】

超音波プローブ1は、例えば、一列に配列された複数の圧電振動子を有し、これら複数の圧電振動子は、後述する装置本体10が有する送信部11から供給される駆動信号に基づき超音波を発生し、さらに、被検体Pからの反射波を受信して電気信号に変換する。また、超音波プローブ1は、圧電振動子に設けられる整合層と、圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバックング材などを有する。

【0013】

超音波プローブ1から被検体Pに超音波が送信されると、送信された超音波は、被検体Pの体内組織における音響インピーダンスの不連続面で次々と反射され、反射波信号として超音波プローブ1が有する複数の圧電振動子にて受信される。受信される反射波信号の振幅は、超音波が反射される不連続面における音響インピーダンスの差に依存する。なお、送信された超音波パルスが移動している血流や心臓壁などの表面で反射された場合の反射波信号は、ドプラ効果により、移動体の超音波送信方向に対する速度成分に依存して、周波数偏移を受ける。

【0014】

モニタ2は、超音波診断装置の操作者が入力装置3を用いて各種設定要求を入力するためのGUI(Graphical User Interface)を表示したり、装置本体10において生成された超音波画像を表示したりする。

【0015】

入力装置3は、マウス、キーボード、ボタン、パネルスイッチ、タッチコマンドスクリーン、フットスイッチ、トラックボールなどを有し、超音波診断装置の操作者からの各種

10

20

30

40

50

設定要求を受け付け、装置本体 10 に対して受け付けた各種設定要求を転送する。例えば、本実施例 1 に係る入力装置 3 は、後述する画像処理部 15 による画像処理の開始を操作者から受け付けるための「回転軸表示モードの開始スイッチ」を有する。

【0016】

装置本体 10 は、超音波プローブ 1 が受信した反射波に基づいて超音波画像を生成する装置であり、図 1 に示すように、送信部 11 と、受信部 12 と、B モード処理部 13 と、ドプラ処理部 14 と、画像処理部 15 と、画像メモリ 16 と、制御部 17 と、内部記憶部 18 とを有する。

【0017】

送信部 11 は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ(pulser)回路などを有し、超音波プローブ 1 に駆動信号を供給する。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。また、遅延回路は、超音波プローブ 1 から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために用いられる圧電振動子ごとの遅延時間を、パルサ回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、トリガ発生回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波プローブ 1 に駆動信号(駆動パルス)を印加する。

【0018】

受信部 12 は、アンプ回路、A/D 変換器、加算器などを有し、超音波プローブ 1 が受信した反射波信号に対して各種処理を行なって反射波データを生成する。アンプ回路は、反射波信号を増幅してゲイン補正処理を行ない、A/D 変換器は、ゲイン補正された反射波信号を A/D 変換して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算器は、A/D 変換器によって処理された反射波信号の加算処理を行なって反射波データを生成する。加算器の加算処理により、反射波信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。

【0019】

このように、送信部 11 および受信部 12 は、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。

【0020】

B モード処理部 13 は、受信部 12 から反射波データを受け取り、対数増幅、包絡線検波処理などを行なって、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ(B モードデータ)を生成する。

【0021】

ドプラ処理部 14 は、受信部 12 から受け取った反射波データから速度情報を周波数解析し、ドプラ効果による血流や組織、造影剤エコー(echo signal from contrast agent)成分を抽出し、平均速度、分散、パワーなどの移動体情報を多点について抽出したデータ(ドプラデータ)を生成する。

【0022】

画像処理部 15 は、B モード処理部 13 が生成した B モードデータや、ドプラ処理部 14 が生成したドプラデータから、表示用の超音波画像を生成する。具体的には、画像処理部 15 は、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表されるビデオフォーマットの走査線信号列に変換(スキャンコンバート)することで、B モードデータやドプラデータから表示用画像としての超音波画像(B モード画像やドプラ画像)を生成する。すなわち、B モードデータおよびドプラデータは、スキャンコンバート処理前の超音波画像であり、表示用の超音波画像を生成するための超音波画像である。なお、以下では、B モードデータおよびドプラデータのことを生データと記載する場合がある。

【0023】

また、画像処理部 15 は、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ポディーマークなどを、生成した超音波画像に合成した合成画像を生成してモニタ 2 に出力する。また、画像処理部 15 は、表示用の超音波画像や生データに対して後に詳述する画像処理を行なう。

【0024】

10

20

30

40

50

画像メモリ 16 は、画像処理部 15 が生成した超音波画像や、画像処理部 15 が超音波画像を画像処理することで生成した画像を記憶するメモリである。また、画像メモリ 16 は、B モード処理部 13 やドブラ処理部 14 が生成した生データを記憶することも可能である。

【0025】

制御部 17 は、超音波診断装置における処理全体を制御する。具体的には、制御部 17 は、入力装置 3 を介して操作者から入力された各種設定要求や、内部記憶部 18 から読込んだ各種制御プログラムおよび各種設定情報に基づき、送信部 11、受信部 12、B モード処理部 13、ドブラ処理部 14 および画像処理部 15 の処理を制御したり、画像メモリ 16 が記憶する超音波画像などをモニタ 2 にて表示するように制御したりする。

10

【0026】

内部記憶部 18 は、超音波送受信、画像処理および表示処理を行なうための制御プログラムや、診断情報（例えば、患者 ID、医師の所見など）や、診断プロトコルや各種設定情報などの各種データを記憶する。また、内部記憶部 18 は、必要に応じて、画像メモリ 16 が記憶する画像の保管などにも使用される。なお、内部記憶部 18 が記憶するデータは、図示しないインターフェース回路を経由して、外部の周辺装置へ転送することができる。

【0027】

以上、実施例 1 に係る超音波診断装置の全体構成について説明した。かかる構成のもと、実施例 1 に係る超音波診断装置は、超音波プローブ 1 が送信した超音波の反射波に基づいて超音波画像を生成する。そして、実施例 1 に係る超音波診断装置の操作者は、断層像である超音波画像を参照し、当該超音波画像にて着目した部位の形状を観察するために、超音波プローブ 1 を被検体 P の体表にて回転させる手技を行なう。かかる場合、実施例 1 に係る超音波診断装置は、モニタ 2 にて、回転中に時系列に沿って順次生成された複数の超音波画像を動画表示する。また、画像メモリ 16 は、時系列に沿って順次生成された複数の超音波画像の動画画像を記憶する。しかしながら、超音波プローブ 1 を回転することで生成された 2 次元の超音波画像の動画画像を観察することは、操作者にとって、下記のような不便さを伴うことがある。

20

【0028】

すなわち、超音波プローブ 1 を回転する場合、超音波の走査断面は、時系列に沿って変化するために、超音波画像を参照しても、超音波プローブ 1 をどのように動かしているのか判別することが困難となる。例えば、超音波画像を参照しても、読影者は、超音波プローブ 1 を回転移動させた場合と、超音波プローブ 1 を回転させずに垂直方向に移動させた場合とでは共に走査面が変化するために、両者の違いを区別することが困難である。特に、画像メモリ 16 に記録された動画画像を事後に閲覧する場合や、操作者以外の人間が動画画像を参照して読影する場合、超音波画像だけから超音波プローブ 1 の移動状況を判断することは、困難である。一方、超音波プローブ 1 を断層面に沿って平行移動させた場合は、動画画像上では、超音波画像内のパターンが保持されたまま右か左かへ移動するので、読影者は、超音波プローブ 1 の移動状況を容易に判断できる。

30

【0029】

このため、実施例 1 に係る超音波診断装置は、以下、詳細に説明する画像処理部 15 の処理により、超音波プローブ 1 の移動状況を容易に判断することを可能とする。

40

【0030】

実施例 1 に係る画像処理部 15 が実行する画像処理について、図 2 などを用いて詳細に説明する。図 2 は、実施例 1 に係る画像処理部の構成を説明するための図である。図 2 に示すように、実施例 1 に係る画像処理部 15 は、画像生成部 15a と、画像合成部 15b と、変化量算出部 15c と、推定部 15d とを有する。

【0031】

画像生成部 15a は、表示用の超音波画像として、B モードデータから B モード画像を生成し、ドブラデータからドブラ画像を生成し、生成した超音波画像を画像メモリ 16 に

50

格納する。例えば、画像生成部 15 a は、操作者である医師または技師が被検体 P にあてた超音波プローブ 1 を回転中に、B モード処理部 13 が時系列に沿って順次生成した複数の B モードデータ（生データ）から、時系列に沿った複数の B モード画像を生成する。

【0032】

画像合成部 15 b は、画像生成部 15 a が生成した超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛り、ボディーマークなどを合成した合成画像を生成し、生成した合成画像を制御部 17 の制御の元、モニタ 2 に出力する。

【0033】

変化量算出部 15 c は、超音波プローブ 1 が送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って生成された複数の超音波画像間で、複数の局所領域それぞれのパターンの変化量を算出する。具体的には、変化量算出部 15 c は、時系列に沿って生成された複数の表示用の超音波画像間、または、複数の生データ間で、複数の局所領域それぞれのパターンの変化量を算出する。例えば、「回転軸表示モードの開始スイッチ」を ON とした状態で操作者が超音波画像の撮影を開始すると、変化量算出部 15 c は、変化量算出処理を開始する。

10

【0034】

ここで、局所領域とは、パターンの変化量を監視するために予め設定された関心領域（Region Of Interest）のことである。図 3 は、局所領域の一例を説明するための図である。

【0035】

例えば、図 3 に示すように、変化量算出部 15 c は、超音波画像に設定される座標を用いて、超音波画像に対して横方向に配列された短冊状の 9 つの ROI（ROI 1 ~ ROI 9）を複数の局所領域として各超音波画像内に設定する。すなわち、複数の局所領域である複数の ROI それぞれは、超音波画像における縦方向に沿って設定される。例えば、ROI は、超音波の走査線に沿って設定される。

20

【0036】

ここで、ROI 1 ~ ROI 9 それぞれの各超音波画像内における座標は、内部記憶部 18 に予め格納されている。あるいは、ROI 1 ~ ROI 9 それぞれの各超音波画像内における座標は、入力装置 3 が有するマウスを用いて操作者が手動で設定する場合であってもよい。また、ROI の数は、9 つに限定されるものではなく、任意に変更可能である。また、図 3 に示す一例では、各 ROI が所定の間隔を空けて設定されているが、本実施例 1 は、各 ROI が一部重複して設定される場合であっても適用可能である。

30

【0037】

また、図 3 に示す一例では、超音波画像の深さ方向を略網羅するように、短冊状の各 ROI が設定されている。しかし、本実施例 1 では、短冊状の各 ROI の縦方向の長さは、任意に変更することが可能である。例えば、短冊状の各 ROI の縦方向の長さは、超音波画像の深さ方向の一部（例えば、超音波画像の縦方向の中心部分のみ）を網羅するように、設定される場合であってもよい。かかる設定により、変化量算出部 15 c の処理に要する負荷を軽減することができる。

【0038】

そして、本実施例 1 に係る変化量算出部 15 c は、パターンの変化量として、局所領域間の相互相関係数（R）を算出する。

40

【0039】

以下、変化量算出部 15 c による相互相関係数の算出処理が、時系列に沿って連続する 2 つの超音波画像（表示用の超音波画像）である画像「i」と画像「i+1」との間で実行される場合について説明する。なお、本実施例 1 は、近接した画像間の違いが小さい場合、何枚か離れた超音波画像間（例えば、画像「i」と画像「i+m」（ただし、m は、2 以上の自然数）との間で、変化量算出部 15 c による処理が実行される場合であってもよい。かかる「m」の値は、内部記憶部 18 に予め格納されている場合であってもよいし、「回転軸表示モードの開始スイッチ」を ON とする前に、操作者により入力装置 3 を介

50

して入力される場合であってもよい。

【 0 0 4 0 】

例えば、変化量算出部 1 5 c は、各局所領域の相互相関係数を、以下に示す式 (1) に
より算出する。

【 0 0 4 1 】

【 数 1 】

$$R = \frac{\sum (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y}) / n}{\sqrt{\sum (x_i - \bar{x})^2 / n} * \sqrt{\sum (y_i - \bar{y})^2 / n}} \quad \dots (1)$$

【 0 0 4 2 】

10

ここで、式 (1) に示す「 n 」は、相互相関係数の算出対象となる局所領域の信号 (画
素) の数である。また、式 (1) に示す「 x_i 」は、画像「 i 」の局所領域から抽出された
信号値 (画素値) であり、式 (1) に示す「 y_i 」は、画像「 $i + 1$ 」の局所領域から抽出
された信号値 (画素値) である。また、式 (1) に示す「 $\bar{x}$ 」の上に横棒が付与された記
号 (バーエックス) は、画像「 i 」の局所領域から抽出された「 x_i 」全ての値から算出さ
れた平均値である。また、式 (1) に示す「 $\bar{y}$ 」の上に横棒が付与された記号 (バーワイ
) は、画像「 $i + 1$ 」の局所領域から抽出された「 y_i 」全ての値から算出された平均値で
ある。

【 0 0 4 3 】

20

回転軸の近傍に位置する領域間のパターンの変化量は、小さくなることが想定される。
すなわち、回転軸の近傍に位置する領域間のパターンの変相互相関係数は、大きくなるこ
とが想定される。一方、回転軸より遠い場所に位置する領域間のパターン変化量は、回転
によって超音波の走査断面が多く変化することから、大きくなることが想定される。すな
わち、回転軸より遠い場所に位置する領域間の相互相関係数は、小さくなることが想定さ
れる。

【 0 0 4 4 】

このことから、変化量算出部 1 5 c により算出されるパターンの変化量は、回転軸との
位置関係に応じて値が変化する値であるならば、相互相関係数以外にも、既に提案されて
いる種々の手法を用いて算出される場合であってもよい。また、本実施例 1 は、パターン
変化量の算出対象が生データである場合であっても適用可能である。

30

【 0 0 4 5 】

図 2 に戻って、推定部 1 5 d は、変化量算出部 1 5 c により算出された複数の局所領域
それぞれのパターンの変化量に基づいて、各超音波画像における走査断面の回転軸の位置
を推定する。ここで、走査断面の回転軸は、超音波プローブ 1 の回転軸となる。したがっ
て、推定部 1 5 d は、複数の局所領域それぞれのパターンの変化量に基づいて、各超音波
画像における超音波プローブ 1 の回転軸の位置を推定する。具体的には、推定部 1 5 d は
、変化量算出部 1 5 c により算出された各局所領域間の相互相関係数に基づいて、超音波
プローブ 1 (走査断面) の回転軸の位置を推定する。ここで、上述したように、相関係数
が大きくなっている場所が超音波画像内で回転軸が位置する場所であると推定することが
できる。したがって、推定部 1 5 d は、変化量算出部 1 5 c により算出された相互相関係
数が最大となった局所領域の位置を回転軸の位置と推定することが可能である。しかし、
本実施例 1 に係る推定部 1 5 d は、回転軸の位置をより正確に推定するために、以下に示
す処理を行なう。

40

【 0 0 4 6 】

図 4 A および図 4 B は、実施例 1 に係る推定部の処理の一例を説明するための図である
。

【 0 0 4 7 】

例えば、推定部 1 5 d は、図 4 A に示すように、複数の局所領域 (R O I 1 ~ 9) それ
ぞれの相互相関係数を各局所領域 (R O I 1 ~ 9) の超音波画像内の位置に応じてプロッ
トしたグラフを生成する。

50

【 0 0 4 8 】

ここで、推定部 1 5 d は、図 4 A のグラフにて相互相関係数の最大値となる場所（R O I 5 の横方向の中心位置）を単純に回転軸の位置として推定することも可能である。しかし、相互相関係数の算出結果には、図 4 A のグラフに示すように、雑音成分も含まれており、単純に最大値を用いて回転軸の位置を推定すると、正確さを欠くことも起こりうる。

【 0 0 4 9 】

そこで、推定部 1 5 d は、図 4 B に示すように、例えば、多項式を用いることで、図 4 A のグラフを近似した近似曲線を生成する。すなわち、推定部 1 5 d は、グラフの形状を曲線により近似する。そして、推定部 1 5 d は、図 4 B に示すように、生成した近似曲線における相互相関係数が最大となる位置を超音波画像内の回転軸の位置として推定する。すなわち、推定部 1 5 d は、グラフの概型から推定されるピーク値を用いて回転軸の位置を推定する。

10

【 0 0 5 0 】

そして、推定部 1 5 d は、推定した回転軸を、回転軸として判断すべきか否かを判定する処理を行なう。すなわち、推定部 1 5 d は、超音波プローブ 1（走査断面）の回転軸の位置を推定するために用いたパターンの変化量が所定の閾値より大きい場合、超音波プローブ 1（走査断面）の回転軸の位置が推定不可であると判定する。相互相関係数をパターン変化量として算出する本実施例 1 では、推定部 1 5 d は、超音波プローブ 1 の回転軸の位置を推定するために用いた相互相関係数が所定の閾値より小さい場合、超音波プローブ 1 の回転軸の位置が推定不可であると判定する。

20

【 0 0 5 1 】

例えば、推定部 1 5 d は、算出された相互相関係数や推定された相互相関係数が予め設定された閾値（例えば、0.8）より小さい場合、回転軸の位置が推定不可であると判定する。

【 0 0 5 2 】

図 2 に戻って、制御部 1 7 は、推定部 1 5 d により推定された回転軸を各超音波画像に重畳してモニタ 2 に表示するように制御する。具体的には、図 2 に示す画像合成部 1 5 b は、推定部 1 5 d の推定結果に基づいて、超音波プローブ 1（走査断面）の回転軸が各超音波画像に重畳された合成画像を生成し、制御部 1 7 は、合成画像をモニタ 2 に表示するように制御する。すなわち、画像合成部 1 5 b は、推定部 1 5 d の推定結果に基づいて、超音波プローブ 1（走査断面）の回転軸が画像「 $i + 1$ 」に重畳された合成画像を生成する。

30

【 0 0 5 3 】

さらに、制御部 1 7 は、推定部 1 5 d が生成したグラフをモニタ 2 に表示するように制御する。すなわち、制御部 1 7 は、超音波プローブ 1 の回転軸が画像「 $i + 1$ 」に重畳された合成画像とともに、推定部 1 5 d が回転軸を推定するために生成したグラフをモニタ 2 に表示するように制御する。

【 0 0 5 4 】

図 5 A および図 5 B は、実施例 1 に係る推定部の推定結果に基づいて表示される画像の一例を説明するための図である。例えば、画像合成部 1 5 b は、図 5 A に示すように、推定部 1 5 d が推定した画像「 $i + 1$ 」内の超音波プローブ 1 の回転軸を、点線の細い矩形により表す合成画像を生成する。そして、モニタ 2 は、制御部 1 7 の制御により、図 5 A に示す合成画像を表示する。ここで、点線の細い矩形により回転軸を描出することで、読影者は、回転軸が実線の直線で示される場合と比較して、超音波画像の視認性を確保したまま、回転軸の位置を把握することができる。なお、超音波画像の視認性を確保したまま、回転軸の位置を把握することができるならば、回転軸の描出法は、任意の方法により行なうことができる。例えば、画像合成部 1 5 b は、透明度を上げた矩形を超音波画像に重畳させた合成画像を生成する場合であってもよい。

40

【 0 0 5 5 】

また、モニタ 2 は、制御部 1 7 の制御により、図 5 B に示すグラフを表示する。例えば

50

、図 5 B に示す一例では、推定部 15 d が 9 つ以上の R O I が設定されることで生成したグラフを示している。なお、モニタ 2 は、制御部 17 の制御により、図 4 B に示すような近似曲線がグラフ上に重畳された画像を表示する場合であってもよい。

【0056】

また、制御部 17 は、推定部 15 d の推定結果が推定不可である場合、超音波プローブ 1 の回転軸を非表示とするように制御する。すなわち、制御部 17 は、推定部 15 d の推定結果が推定不可である場合、画像「 $i + 1$ 」のみを表示するように制御する。

【0057】

次に、図 6 を用いて、実施例 1 に係る超音波診断装置の処理について説明する。図 6 は、実施例 1 に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

10

【0058】

図 6 に示すように、実施例 1 に係る超音波診断装置は、入力装置 3 が有する「回転軸表示モードの開始スイッチ」を操作者が ON にすることで、回転軸表示モードの超音波画像の撮影要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 101）。ここで、回転軸表示モードの超音波画像の撮影要求を受け付けない場合（ステップ S 101 否定）、超音波診断装置は、待機状態となる。

【0059】

一方、回転軸表示モードの超音波画像の撮影要求を受け付けた場合（ステップ S 101 肯定）、制御部 17 は、画像生成部 15 a により超音波画像が生成されたか否かを判定する（ステップ S 102）。ここで、超音波画像が生成されていない場合（ステップ S 102 否定）、制御部 17 は、超音波画像が生成されるまで待機する。

20

【0060】

一方、超音波画像が生成された場合（ステップ S 102 肯定）、制御部 17 は、生成された超音波画像をモニタ 2 にて表示するように制御し（ステップ S 103）、表示した画像を画像「 i 」と設定する（ステップ S 104）。

【0061】

そして、制御部 17 は、新規の超音波画像が生成されたか否かを判定し（ステップ S 105）、新規の超音波画像が生成されていない場合（ステップ S 105 否定）、新規の超音波画像が生成されるまで待機する。

【0062】

一方、新規の超音波画像が生成された場合（ステップ S 105 肯定）、制御部 17 は、新規に生成された超音波画像を画像「 $i + 1$ 」と設定し（ステップ S 106）、変化量算出部 15 c は、画像「 i 」と画像「 $i + 1$ 」との間で、複数の R O I における相互相関係数を算出する（ステップ S 107）。

30

【0063】

そして、推定部 15 d は、複数の R O I それぞれの相互相関係数を各 R O I の超音波画像内の位置に応じてプロットしたグラフを生成し、生成したグラフの近似曲線から相互相関係数の最大値を推定する（ステップ S 108）。

【0064】

その後、推定部 15 d は、推定した最大値が閾値以上であるか否かを判定する（ステップ S 109）。ここで、推定した最大値が閾値より小さい場合（ステップ S 109 否定）、推定部 15 d は、回転軸推定不可と判定し、制御部 17 は、画像「 $i + 1$ 」をモニタ 2 に表示するように制御する（ステップ S 112）。

40

【0065】

一方、推定した最大値が閾値以上である場合（ステップ S 109 肯定）、推定部 15 d は、回転軸の位置を推定する（ステップ S 110）。すなわち、推定部 15 d は、グラフの形状から推定した最大値の位置に対応する位置を画像「 $i + 1$ 」内の回転軸の位置として推定する。

【0066】

その後、制御部 17 は、画像合成部 15 b により生成された画像「 $i + 1$ 」と回転軸と

50

の合成画像とともに、グラフをモニタ 2 に表示するように制御する（ステップ S 1 1 1 ）。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 1 1 またはステップ S 1 1 2 の制御処理の後、制御部 1 7 は、操作者から入力装置 3 を介して撮影終了要求を受け付けたか否かを判定する（ステップ S 1 1 3 ）。ここで、撮影終了要求を受け付けない場合（ステップ S 1 1 3 否定）、制御部 1 7 は、画像「 $i + 1$ 」を画像「 i 」と設定し（ステップ S 1 1 4 ）、ステップ S 1 0 5 に戻って、新規の超音波画像が生成されたか否かを判定する。すなわち、制御部 1 7 は、ステップ S 1 1 3 にて画像「 i 」として設定した超音波画像と、ステップ S 1 0 6 にて画像「 $i + 1$ 」として設定する新規画像との間で変化量算出処理が実行されるように制御する。

10

【 0 0 6 8 】

一方、撮影終了要求を受け付けた場合（ステップ S 1 1 3 肯定）、制御部 1 7 は、処理を終了する。

【 0 0 6 9 】

上述してきたように、実施例 1 では、変化量算出部 1 5 c は、超音波プローブ 1 が送信した超音波の反射波に基づいて時系列に沿って生成された複数の超音波画像間（複数の生データ間、または、複数の表示用超音波画像間）で、複数の局所領域（ROI）それぞれのパターンの変化量を算出する。推定部 1 5 d は、変化量算出部 1 5 c により算出された複数の局所領域（ROI）それぞれのパターンの変化量に基づいて、各超音波画像における超音波プローブ 1（走査断面）の回転軸の位置を推定する。そして、制御部 1 7 は、推定部 1 5 d により推定された回転軸を各超音波画像に重畳してモニタ 2 に表示するように制御する。なお、複数の局所領域（ROI）それぞれは、超音波画像における縦方向に沿って設定される。

20

【 0 0 7 0 】

したがって、実施例 1 では、推定した回転軸が重畳された超音波画像を表示するので、超音波画像を参照するだけで、読影者は、超音波プローブ 1 の移動状況を容易に判別することが可能となる。また、回転軸が表示されることで、読影者は、表示されている画像が超音波プローブ 1 の回転中に撮影されたものであることを把握できるので、正確な画像診断を行なうことが可能となる。また、操作者が超音波画像の中心を回転軸として正確に超音波プローブ 1 を回転させることは、熟練が必要である。したがって、上述した回転軸の表示処理を行なうことで、着目する部位を中心に超音波プローブ 1 が回転されているか否かを把握することができ、操作者の熟練度を向上させるための支援を行なうことが可能となる。

30

【 0 0 7 1 】

また、実施例 1 では、推定部 1 5 d は、複数の局所領域（ROI）それぞれのパターンの変化量を各局所領域（ROI）の超音波画像内の位置に応じてプロットしたグラフを生成し、当該生成したグラフに基づいて、走査断面の回転軸である超音波プローブ 1 の回転軸の位置を推定する。そして、制御部 1 7 は、さらに、推定部 1 5 d が生成したグラフをモニタ 2 に表示するように制御する。したがって、実施例 1 では、例えば、グラフの近似曲線を用いてパターンの変化量のピークを推定することができ、回転軸の位置を正確に推定することが可能となる。また、実施例 1 では、回転軸の位置を推定する根拠となったグラフ（または、グラフおよび近似曲線）を表示するので、読影者は、推定された回転軸の位置の確からしさを確認することが可能となる。

40

【 0 0 7 2 】

また、実施例 1 では、推定部 1 5 d は、回転軸の位置を推定するために用いたパターンの変化量が所定の閾値より大きい場合、超音波プローブ 1 の回転軸の位置が推定不可であると判定する。そして、制御部 1 7 は、推定部 1 5 d の推定結果が推定不可である場合、回転軸を非表示とするように制御する。したがって、実施例 1 では、信頼度が低い回転軸の位置を読影者に提示することを回避することができる。

【 0 0 7 3 】

50

また、実施例 1 では、変化量算出部 15c は、パターンの変化量として相互相関係数を算出する。したがって、実施例 1 では、既知の演算処理を用いて容易に回転軸の位置を推定することが可能となる。

【実施例 2】

【0074】

実施例 2 では、超音波プローブ 1 の回転軸とともに、超音波プローブ 1 の移動状況を示す指標値が推定される場合について、図 7 を用いて説明する。図 7 は、実施例 2 に係る推定部の処理の一例を説明するための図である。

【0075】

実施例 2 に係る超音波診断装置は、図 1 を用いて説明した実施例 1 に係る超音波診断装置と同様に構成され、実施例 2 に係る画像処理部 15 は、図 2 を用いて説明した実施例 1 に係る画像処理部 15 と同様に構成される。しかし、実施例 2 に係る推定部 15d は、さらに、以下の推定処理を行なう。すなわち、実施例 2 に係る推定部 15d は、回転軸とともに、グラフにおける複数の局所領域 (ROI) それぞれのパターンの変化量の変化率に基づいて、走査断面が回転されている速さを推定する。換言すると、実施例 2 に係る推定部 15d は、超音波プローブ 1 が回転されている速さを推定する。

【0076】

まず、実施例 2 に係る推定部 15d は、実施例 1 と同様に、回転軸の位置を推定するためにグラフの近似曲線を生成する。そして、実施例 2 に係る推定部 15d は、実施例 1 と同様に、生成した近似曲線を用いて相互相関係数の最大値を推定する。そして、実施例 2 に係る推定部 15d は、図 7 に示すように、近似曲線において推定した最大値付近の曲率 (C) を算出する。そして、実施例 2 に係る推定部 15d は、図 7 に示すように、算出した曲率から速さ (S) を推定する。ここで、超音波プローブ 1 が回転されている速さが大きい場合、相互相関係数は、推定された最大値を中心にして、速やかに小さくなることが想定される。一方、超音波プローブ 1 が回転されている速さが小さい場合、相互相関係数は、推定された最大値を中心にして、緩やかに小さくなることが推定される。すなわち、近似曲線における最大値近傍の曲率は、超音波プローブ 1 が回転されている速さに応じて変化する。そこで、例えば、内部記憶部 18 に予め「速さ (S) と曲率 (C) とを対応付けたテーブル (LUT: Lookup Table)」を格納しておくことで、実施例 2 に係る推定部 15d は、算出した曲率から超音波プローブ 1 が回転されている速さを推定する。

【0077】

なお、実施例 2 に係る推定部 15d は、実施例 1 と同様に、推定した最大値と閾値との比較処理を行ない、最大値が閾値より小さい場合、回転軸とともに速さを推定不可とする。

【0078】

そして、実施例 2 に係る制御部 17 は、さらに、推定部 15d が生成した超音波プローブ 1 が回転されている速さをモニタ 2 に表示するように制御する。

【0079】

次に、図 8 を用いて、実施例 2 に係る超音波診断装置の処理について説明する。図 8 は、実施例 2 に係る超音波診断装置の処理を説明するためのフローチャートである。

【0080】

図 8 に示すように、実施例 1 に係る超音波診断装置は、入力装置 3 が有する「回転軸表示モードの開始スイッチ」を操作者が ON にすることで、回転軸表示モードの超音波画像の撮影要求を受け付けたか否かを判定する (ステップ S201)。ここで、回転軸表示モードの超音波画像の撮影要求を受け付けない場合 (ステップ S201 否定)、超音波診断装置は、待機状態となる。

【0081】

一方、回転軸表示モードの超音波画像の撮影要求を受け付けた場合 (ステップ S201 肯定)、制御部 17 は、画像生成部 15a により超音波画像が生成されたか否かを判定する (ステップ S202)。ここで、超音波画像が生成されていない場合 (ステップ S20

10

20

30

40

50

2 否定)、制御部 17 は、超音波画像が生成されるまで待機する。

【0082】

一方、超音波画像が生成された場合(ステップ S 202 肯定)、制御部 17 は、生成された超音波画像をモニタ 2 にて表示するように制御し(ステップ S 203)、表示した画像を画像「i」と設定する(ステップ S 204)。

【0083】

そして、制御部 17 は、新規の超音波画像が生成されたか否かを判定し(ステップ S 205)、新規の超音波画像が生成されていない場合(ステップ S 205 否定)、新規の超音波画像が生成されるまで待機する。

【0084】

一方、新規の超音波画像が生成された場合(ステップ S 205 肯定)、制御部 17 は、新規に生成された超音波画像を画像「i + 1」と設定し(ステップ S 206)、変化量算出部 15c は、画像「i」と画像「i + 1」との間で、複数の ROI における相互相関係数を算出する(ステップ S 207)。

【0085】

そして、推定部 15d は、複数の ROI それぞれの相互相関係数を各 ROI の超音波画像内の位置に応じてプロットしたグラフを生成し、生成したグラフの近似曲線から相互相関係数の最大値を推定する(ステップ S 208)。

【0086】

その後、推定部 15d は、推定した最大値が閾値以上であるか否かを判定する(ステップ S 209)。ここで、推定した最大値が閾値より小さい場合(ステップ S 209 否定)、推定部 15d は、回転軸および速さを推定不可と判定し、制御部 17 は、画像「i + 1」をモニタ 2 に表示するように制御する(ステップ S 212)。

【0087】

一方、推定した最大値が閾値以上である場合(ステップ S 209 肯定)、推定部 15d は、回転軸の位置および速さを推定する(ステップ S 210)。すなわち、推定部 15d は、推定した最大値近傍の近似曲線の曲率を算出し、算出した曲率に対応する速さを、超音波プローブ 1 の回転されている速さとして推定する。

【0088】

その後、制御部 17 は、画像合成部 15b により生成された画像「i + 1」と回転軸との合成画像とともに、グラフおよび速さをモニタ 2 に表示するように制御する(ステップ S 211)。

【0089】

ステップ S 211 またはステップ S 212 の制御処理の後、制御部 17 は、操作者から入力装置 3 を介して撮影終了要求を受け付けたか否かを判定する(ステップ S 213)。ここで、撮影終了要求を受け付けない場合(ステップ S 213 否定)、制御部 17 は、画像「i + 1」を画像「i」と設定し(ステップ S 214)、ステップ S 205 に戻って、新規の超音波画像が生成されたか否かを判定する。

【0090】

一方、撮影終了要求を受け付けた場合(ステップ S 213 肯定)、制御部 17 は、処理を終了する。

【0091】

上述してきたように、実施例 2 では、推定部 15d は、グラフにおける複数の局所領域それぞれのパターンの変化量の変化率に基づいて、超音波プローブ 1 (走査断面) が回転されている速さを推定する。そして、制御部 17 は、さらに、推定部 15d が推定した超音波プローブ 1 (走査断面) が回転されている速さをモニタ 2 に表示するように制御する。したがって、実施例 2 では、推定した速さも表示するので、超音波画像を参照するだけで、読影者は、超音波プローブ 1 の移動状況をより容易に判別することが可能となる。また、上述した速さの表示処理を行なうことで、例えば、速さが一定でないことなどを把握することができ、操作者の熟練度をより向上させるための支援を行なうことが可能となる

10

20

30

40

50

。

【 0 0 9 2 】

なお、上述した実施例 1 および 2 では、変化量算出部 1 5 c および推定部 1 5 d の処理が、超音波画像の撮影とともにリアルタイムで実行される場合について説明した。しかし、上述した実施例 1 および 2 は、超音波画像の撮影が終了した後に、画像メモリ 1 6 に格納された生データまたは表示用超音波画像を用いて、変化量算出部 1 5 c および推定部 1 5 d の処理が実行される場合であってもよい。

【 0 0 9 3 】

また、上述した実施例 1 および 2 では、超音波診断装置において超音波画像に対する画像処理が行なわれる場合について説明した。しかし、超音波診断装置とは独立に設置された画像処理装置により、上述した画像処理が行なわれる場合であってもよい。具体的には、図 2 に示す画像生成部 1 5 a 以外の処理部の機能および制御部 1 7 の表示制御機能を有する画像処理装置が、超音波診断装置、または各種の医用画像のデータを管理するシステムである P A C S (Picture Archiving and Communication Systems) のデータベースや、医用画像が添付された電子カルテを管理する電子カルテシステムのデータベースから時系列に沿った複数の超音波画像を受信して上述した画像処理を行なう場合であってもよい。

10

【 0 0 9 4 】

また、上述した実施例 1 および 2 では、被検体 P を 2 次元で走査する超音波プローブ 1 を操作者が手動で回転することで走査断面を回転させる際に、走査断面の回転軸を超音波画像に重畳表示させる場合について説明した。かかる場合では、超音波プローブ 1 の回転軸が走査断面の回転軸となる。しかし、走査断面の回転は、操作者の手技ではなく、機械的な制御により実行される場合がある。

20

【 0 0 9 5 】

走査断面の回転が機械的な制御により実行される一例としては、超音波プローブ 1 が、T E E (transesophageal echocardiography) プローブである場合が挙げられる。或いは、走査断面の回転が機械的な制御により実行される一例としては、超音波プローブ 1 が、複数の振動子がマトリックス状に配置された 2 D プローブである場合が挙げられる。2 D プローブは、マトリックス状に配置された複数の振動子により被検体 P を 3 次元で超音波走査することが可能であるとともに、超音波を集束して送信することで、被検体 P を 2 次元で走査することも可能である。

30

【 0 0 9 6 】

T E E プローブや 2 D プローブにより超音波画像を撮影する際に走査断面を回転させた場合、超音波画像における走査断面の回転軸は、例えば、超音波プローブ 1 に対して行なわれた超音波送信制御に関するデータを用いて推定することが可能である。しかし、超音波送信制御に関するデータは、必ずしも超音波画像の付帯情報として保存されるものではない。したがって、走査断面の回転が機械的な制御により実行される場合であっても、上述した実施例 1 および 2 で説明した変化量算出部 1 5 c および推定部 1 5 d の処理を超音波診断装置や画像処理装置で実行させることで、例えば、読影医は、走査断面の回転軸を超音波画像に重畳表示させることができる。その結果、読影医は、超音波プローブの移動状況を容易に判別することができる。

40

【 0 0 9 7 】

また、上述した実施例 1 および 2 で説明した画像処理方法は、あらかじめ用意された画像処理プログラムをパーソナルコンピュータやワークステーションなどのコンピュータである画像処理装置にて実行することによって実現することができる。この画像処理プログラムは、インターネットなどのネットワークを介して配布することができる。また、この画像処理プログラムは、ハードディスク、フレキシブルディスク (F D)、C D - R O M、M O、D V D などのコンピュータで読み取り可能な記録媒体に記録され、コンピュータである画像処理装置によって記録媒体から読み出されることによって実行することもできる。

50

【 0 0 9 8 】

以上、説明したとおり、実施例 1 および 2 によれば、超音波プローブの移動状況を容易に判別することが可能となる。

【 0 0 9 9 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれると同様に、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

10

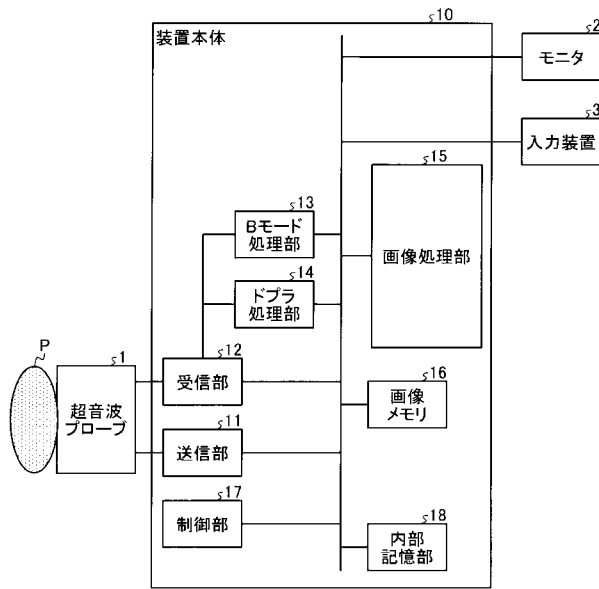
【 符号の説明 】

【 0 1 0 0 】

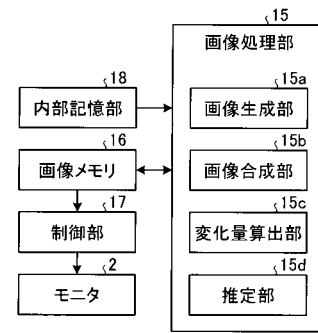
- 1 超音波プローブ
- 2 モニタ
- 3 入力装置
- 1 0 装置本体
- 1 1 送信部
- 1 2 受信部
- 1 3 Bモード処理部
- 1 4 ドブラ処理部
- 1 5 画像処理部
- 1 5 a 画像生成部
- 1 5 b 画像合成部
- 1 5 c 変化量算出部
- 1 5 d 推定部
- 1 6 画像メモリ
- 1 7 制御部
- 1 8 内部記憶部

20

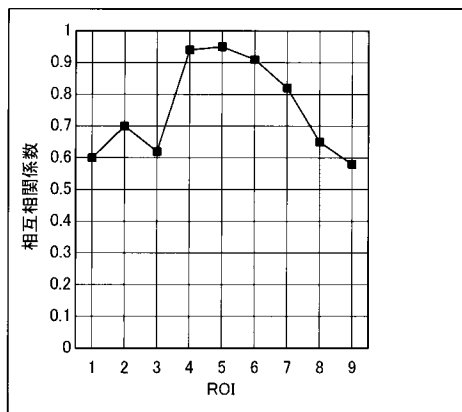
【図 1】



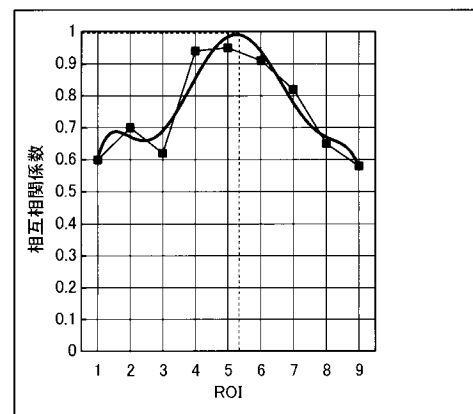
【図 2】



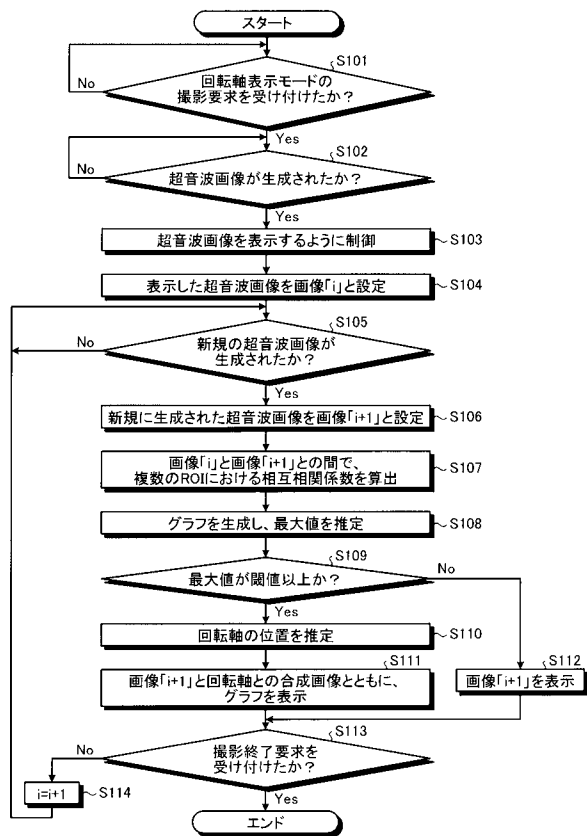
【図 4 A】



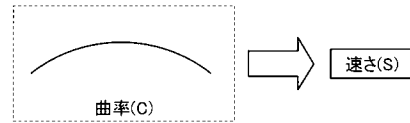
【図 4 B】



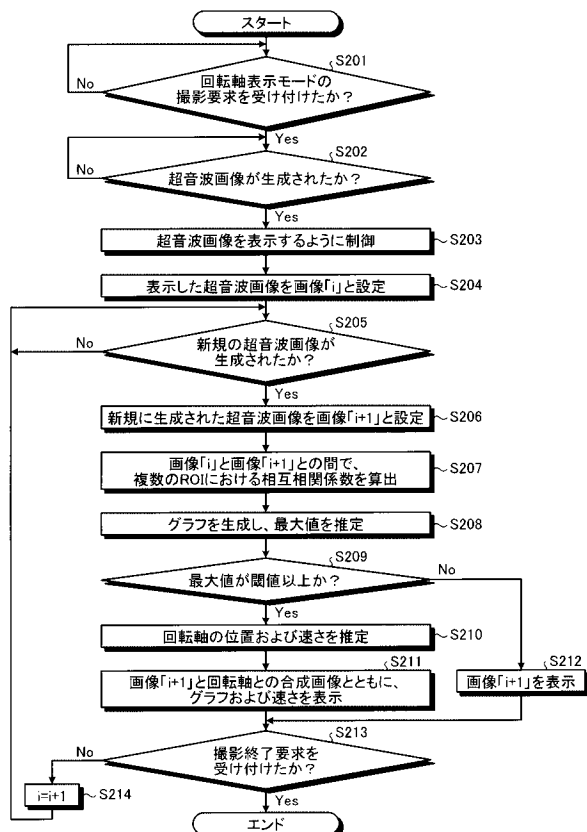
【図 6】



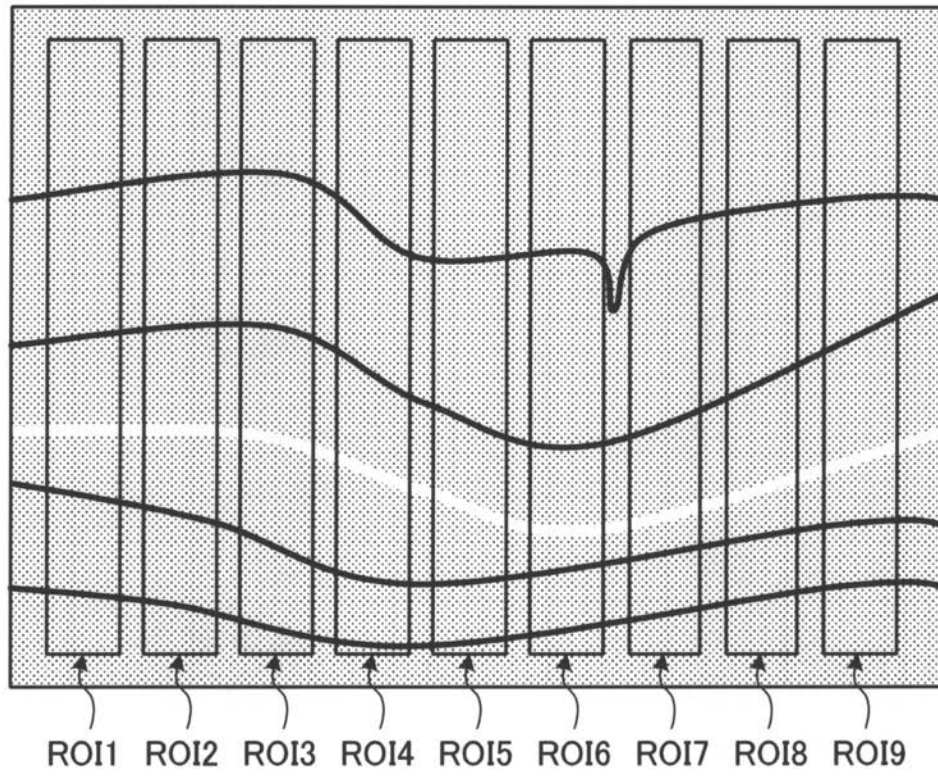
【図 7】



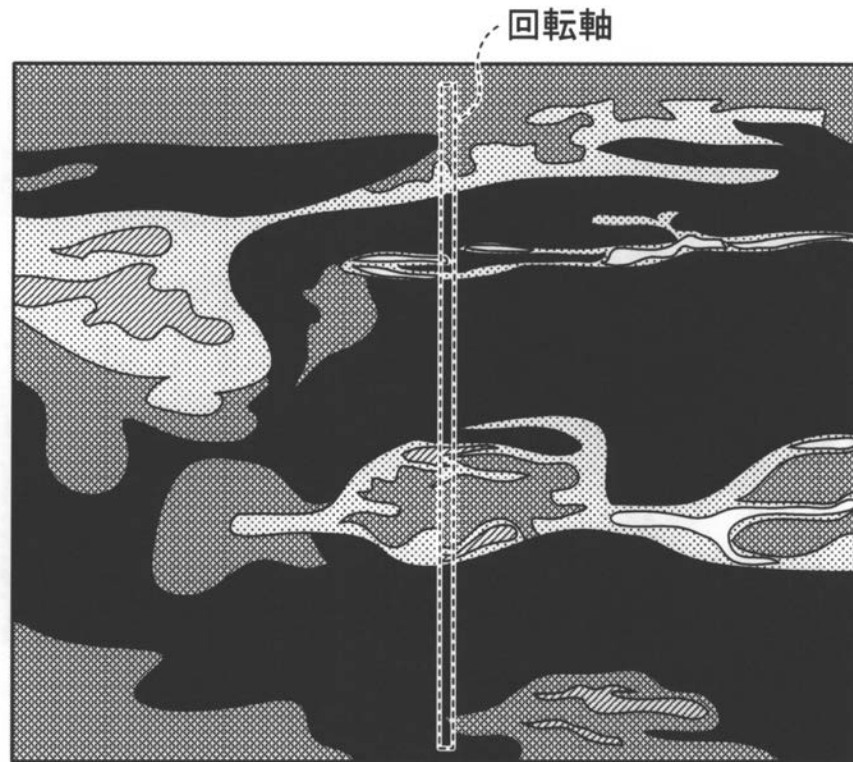
【図 8】



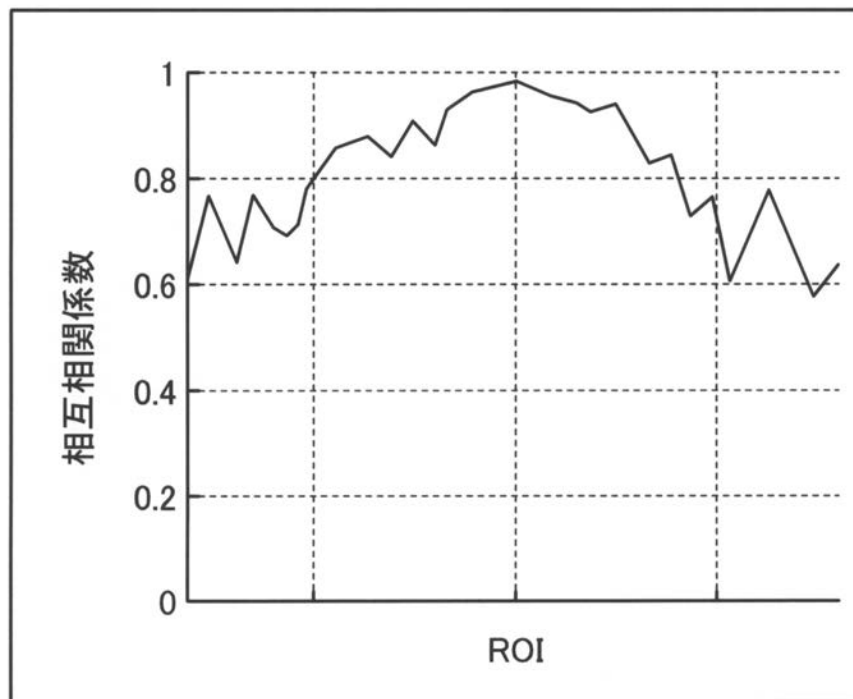
【図 3】



【図 5 A】



【図 5 B】



专利名称(译)	超声波诊断装置，图像处理装置和图像处理方法		
公开(公告)号	JP2012030053A	公开(公告)日	2012-02-16
申请号	JP2011131418	申请日	2011-06-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	神山直久		
发明人	神山 直久		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/5205 G01S7/52073 G01S7/52074 G01S15/894		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/JB35 4C601/JB41 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK31		
代理人(译)	酒井宏明		
优先权	2010150073 2010-06-30 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：轻松确定超声探头的运动状态。根据实施例的超声诊断设备包括变化量计算单元15c，估计单元15d和控制单元17。变化量计算单元15c是基于由超声波探头1发送的超声波的反射波（在多个原始数据或多个显示超声波之间）按时间序列生成的多个超声波图像。在声波图像之间计算多个局部区域（ROI）中的每个局部的图案的改变量。估计单元15d基于由变化量计算单元15c计算出的多个局部区域（ROI）中的每一个的图案的变化量，来估计每个超声图像中扫描部分的旋转轴的位置。然后，控制单元17进行控制，使得由估计单元15d估计的旋转轴被叠加在每个超声图像上并显示在监视器2上。[选择图]图2

